



Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

⑫ **PATENTSCHRIFT** A5

⑳ Gesuchsnummer: 689/91

㉒ Anmeldungsdatum: 07.03.1991

㉔ Patent erteilt: 14.05.1993

㉖ Patentschrift veröffentlicht: 14.05.1993

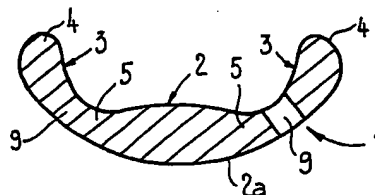
㉚ Inhaber:
Dr. med. Helmut Payer, Chur

㉜ Erfinder:
Payer, Helmut, Dr. med., Chur

㉞ Vertreter:
Patentanwälte Schaad, Balass & Partner, Zürich

㉡ **Kunstlinse für ein menschliches Auge.**

㉢ Die für die Implantation in die natürliche Linsenkapsel vorgesehene Kunstlinse (1) weist einen elastisch verformbaren Linsenkörper (2) auf, der von einem ebenfalls elastisch deformierbaren Kraftübertragungsteil (3) umgeben ist und mit diesem einstückig ausgebildet ist. Der Kraftübertragungsteil (3) weist einen wulstartigen Randbereich (4) auf, der über einen Verbindungsteil (5) mit dem Linsenkörper (2) verbunden ist. Der wulstartige Randbereich (4) der Kunstlinse (1) greift im implantierten Zustand an der Linsenkapsel im Bereich deren Zonulalamelle an. Formänderungen der Linsenkapsel beim Akkommodationsvorgang werden somit über den Randbereich (4) und den Verbindungsteil (5) auf den Linsenkörper (2) übertragen, wodurch die Brechkraft des Linsenkörpers (2) eine Änderung erfährt.



Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Kunstlinse für die Implantation in ein menschliches Auge.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Kunstlinse der vorstehend genannten Art zu schaffen, die ähnlich einer natürlichen Linse eine gewisse Anpassung beim Sehen in die Nähe und in die Ferne zulässt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäss durch die Merkmale des Anspruches 1 gelöst.

Im folgenden wird anhand der Zeichnung ein Ausführungsbeispiel des Erfindungsgegenstandes näher erläutert. Es zeigt rein schematisch:

Fig. 1 eine Kunstlinse im Querschnitt,

Fig. 2 eine Draufsicht auf die Rückseite der Kunstlinse, und

Fig. 3 im Schnitt einen Teil eines menschlichen Auges mit eingesetzter Kunstlinse gemäss den Fig. 1 und 2.

Die in den Figuren gezeigte elastisch deformierbare Kunstlinse 1 weist einen elastisch verformbaren Linsenkörper 2 auf, der von einem mit letzterem einstückigen Kraftübertragungsteil 3 umgeben ist, der ebenfalls elastisch verformbar ist. Der Linsenkörper 2 ist im vorliegenden Ausführungsbeispiel etwa kreiszylindrisch und weist eine nach vorn gekrümmte, konvexe Vorderfläche 2a auf. Der Kraftübertragungsteil 3 ist nach rückwärts gewölbt, woraus sich eine tellerartige Ausbildung der Kunstlinse 1 ergibt. Der Kraftübertragungsteil 3 weist einen wulstartigen Randbereich 4 auf, der über einen Verbindungsteil 5 mit dem Linsenkörper 2 verbunden ist.

Die Form, die Grösse und die optischen Eigenschaften des Linsenkörpers 2 werden auf die Form, die Grösse bzw. die optischen Eigenschaften der zu ersetzenden natürlichen Linse im akkommodationslosen Zustand abgestimmt.

Im Randbereich können zwei sich gegenüberliegende flache Einkerbungen 7, 8 vorgesehen werden, die zur Erleichterung des Einsetzens der Kunstlinse 1 dienen. Zu demselben Zwecke können auch Durchgangslöcher 9, die im Verbindungsteil 5 vorgesehen werden können, dienen.

An das für die Kunstlinse 1 zu verwendende Material werden neben der elastischen Verformbarkeit noch die folgenden Anforderungen gestellt: biokompatibel, chemisch inert, keine Materialveränderungen bei Kontakt mit Gewebe, gute Verträglichkeit ohne Entzündungs- oder Fremdkörperreaktion, keine karzinogene oder allergene Wirkung, gute Widerstandsfähigkeit gegen mechanische Beanspruchung beim Rollen oder Falten bei der Implantation.

Materialien, die die vorstehend erwähnten Eigenschaften aufweisen, sind z.B. Hydrogele und Silikone.

Die beschriebene Kunstlinse 1 wird nach operativer Entfernung der natürlichen Linse, z.B. bei Grauem Star, bei der der Zonula-Apparat und die Linsenkapsel mit Ausnahme eines Fensters an deren Vorderseite erhalten bleiben, in die natürliche Linsenkapsel eingesetzt. Die eingesetzte Kunstlin-

se 1 soll nun die Linsenkapsel ähnlich der gesunden natürlichen Linse ausfüllen und ausspannen, so dass die Zonulafasern im Ruhezustand des Ziliarmuskels einen dem natürlichen Spannungszustand ähnlichen Spannungszustand haben und die auf die elastisch deformierbare Kunstlinse einwirkenden Kräfte, welche bei der Akkommodation durch Veränderungen der Form der Linsenkapsel verursacht werden, entsprechende Formveränderungen des Linsenkörpers 2 zur Folge haben. Dies soll nun anhand der Fig. 3 verdeutlicht werden.

In der Fig. 3 sind die einzelnen Teile des menschlichen Auges wie folgt bezeichnet: Hornhaut 10, Lederhaut 11, Regenbogenhaut (Iris) 12, Ziliarkörper 13, Zonulafasern 14, Linsenkapsel 15. An ihrer Vorderseite weist die Linsenkapsel 15 ein Fenster 16 mit einem Durchmesser von etwa 4,5 mm auf, durch das die Kunstlinse 1 in die Linsenkapsel 15 eingesetzt wird.

Die Zonulafasern 14 greifen an der Zonulalamelle 17 an, die durch zwei verdickte Zonen vorn und hinten an der Linsenkapsel 15 nahe des Äquators 18 ausgebildet sind. Die in die Linsenkapsel 15 eingesetzte Kunstlinse 1 stützt sich nun mit dem Randbereich 4 des Kraftübertragungsteiles 3 im Bereich dieser Zonulalamelle 17 an der Linsenkapsel 15 an. Durch die anhand der Fig. 1 und 2 erläuterte Formgebung der Kunstlinse 1 und dank deren elastischen Deformierbarkeit spannt die Kunstlinse 1, wie bereits erwähnt, die Linsenkapsel 15 aus, so dass deren hintere Wand 15a annähernd eben verläuft. Damit wird zwischen dieser hinteren Wand 15a und dem Linsenkörper 16 ein Hohlraum 19 gebildet, welcher es erlaubt, bei Bedarf in dieser hinteren Wand 15a mittels eines Lasers ebenfalls ein Fenster herauszubrennen, ohne dass die Kunstlinse 1 beschädigt wird.

Weil die Kunstlinse 1, wie beschrieben, mit ihrem Randbereich 4 an der Linsenkapsel 15 im Bereich der Zonulalamelle 17 angreift, werden Änderungen der Form der Linsenkapsel 15, die beim Akkommodationsvorgang auftreten, auf den Linsenkörper 2 übertragen, der dann entsprechend eine Formänderung und damit eine Veränderung seiner optischen Eigenschaften, d.h. der Brechkraft erfährt. Dieser Vorgang ist anhand der Fig. 3 ohne weiteres nachvollziehbar, in der in der rechten Hälfte der akkommodationslosen Zustand und in der linken Hälfte der Zustand der Akkommodation dargestellt ist.

Im akkommodationslosen Zustand ist der Ziliarmuskel des Ziliarkörpers 13 erschlafft. Die Zonulafasern 14 sind gespannt, was zur Folge hat, dass sich die tellerartig ausgebildete Kunstlinse 1 abflacht. Damit werden die in grösserer Entfernung befindlichen Objekte scharf abgebildet.

Im Zustand der Akkommodation (linke Hälfte der Fig. 3) ist der Ziliarmuskel kontrahiert und die Zonulafasern 14 sind erschlafft. Die Linsenkapsel 15 kontrahiert sich entlang des Äquators 15, was zu einer entsprechenden Verringerung des Durchmessers der Linsenkapsel 15 führt. Das bedeutet, dass auch die Kunstlinse 1 zusammengedrückt wird, was zu einer Verdickung, d.h. einer stärkeren Wölbung des Linsenkörpers 2 führt. Dadurch werden die nahegelegenen Objekte scharf abgebildet.

Patentansprüche

1. Kunstlinse für den Einsatz in die Linsenkapsel (15) eines menschlichen Auges, mit einem elastisch verformbaren Linsenkörper (2) und einem diesen umgebenden, ebenfalls elastisch deformierbaren Kraftübertragungsteil (3), dessen wulstartiger Randbereich (4) zum Angreifen an der Linsenkapsel (15) im Bereich deren Zonulalamelle (17) bestimmt ist und der die beim Akkommodationsvorgang auftretende Änderung der Form der Linsenkapsel (15) auf den Linsenkörper (2) überträgt und eine entsprechende Änderung der Form und damit der Brechkraft des letzteren bewirkt. 5
2. Kunstlinse nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass Linsenkörper (2) und Kraftübertragungsteil (3) einstückig ausgebildet sind. 10
3. Kunstlinse nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass sie tellerförmig ausgebildet ist und einen nach hinten gewölbten Kraftübertragungsteil (3) aufweist. 15
4. Kunstlinse nach einem der Ansprüche 1–3, dadurch gekennzeichnet, dass die optischen Eigenschaften des Linsenkörpers (2) auf diejenigen der zu ersetzenden natürlichen Linse im akkommodationslosen Zustand abgestimmt sind. 20
5. Kunstlinse nach einem der Ansprüche 1–4, dadurch gekennzeichnet, dass im Randbereich (4) des Kraftübertragungsteils (3) zwei sich gegenüberliegende Einkerbungen (7 und 8) vorhanden sind. 25
6. Kunstlinse nach einem der Ansprüche 1–5, dadurch gekennzeichnet, dass im Kraftübertragungsteil (3) zwischen dessen Randbereich (4) und dem Linsenkörper (2) Durchgangslöcher (9) vorgesehen sind. 30
7. Kunstlinse nach einem der Ansprüche 1–6, dadurch gekennzeichnet, dass sie aus einem biokompatiblen Werkstoff, z.B. aus Hydrogel oder Silikon, besteht. 35

40

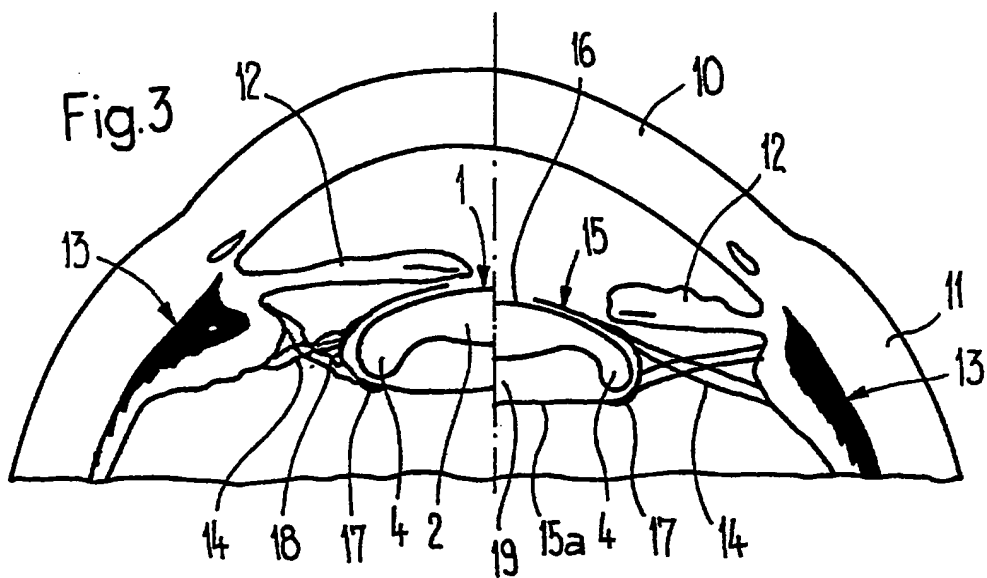
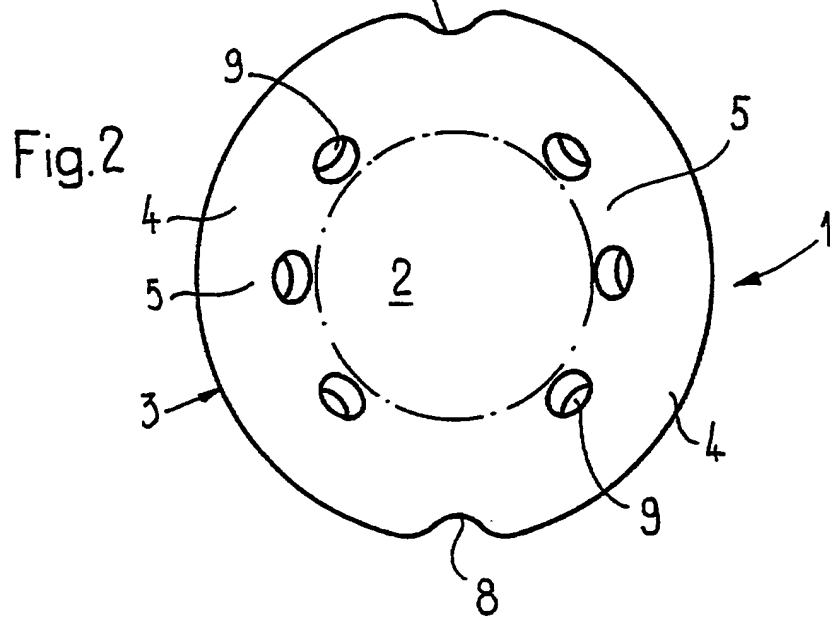
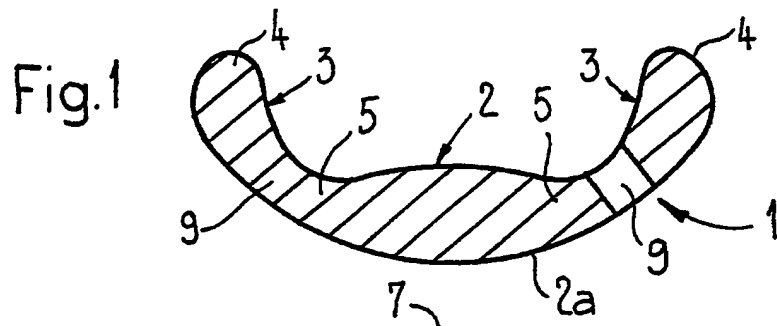
45

50

55

60

65



SWISS CONFEDERATION
Federal Agency for Intellectual Property

(11) **CH 681687 A5**

(51) Int.Cl.⁵: A61F 2/14

Patent for an invention for Switzerland and Liechtenstein
Swiss-Liechtenstein patent protection agreement dated December 22, 1978

(12) **PATENT SPECIFICATION A5**

(21) Application No.:	689/91	(73) Patentee:	Dr.med. Helmut Payer, Chur
(22) Application date:	03.07.1991	(72) Inventor:	Dr.med. Helmut Payer, Chur
(24) Patent granted on:	05.14.1993	(74) Representative:	Patent Attorneys Schaad, Balass & Partner, Zurich
(45) Patent specification published on:	05.14.1993		

(54) Artificial Lens for a Human Eye

(57) The artificial lens (1) provided for implantation into the natural phacocyst has an elastically deformable lens body (2) enveloped by an also elastically deformable force transmission section (3), and designed as a single piece with the latter. The force transmission section (3) has a bead-like edge area (4), which is connected with the lens body (2) via a connecting section (5). When implanted, the bead-like edge area (4) of the artificial lens (1) engages the phacocyst in the area of its zonula lamella. Dimensional changes in the phacocyst during accommodation are hence conveyed to the lens body (2) via the edge area (4) and connecting section (5), thereby changing the refractive power of the lens body (2).

Specification

This invention relates to an artificial lens for implantation into a human eye.

The object of this invention is to provide an artificial lens of the aforementioned type that permits a certain adjustment during near and far viewing, similar to a natural lens.

This object is achieved according to the invention by the features in Claim 1.

An exemplary embodiment of the subject matter of the invention will be described in greater detail based on the drawing. Diagrammatically shown on:

Fig. 1 is a sectional view of the artificial lens in cross section;

Fig. 2 is a top view of the back side of the artificial lens, and

Fig. 3 is a sectional view of a human eye with inserted artificial lens according to Fig. 1 and 2.

The elastically deformable artificial lens 1 shown on the figures has an elastically deformable lens body 2, which is enveloped by a force transmission section 3 that forms a single piece with the latter, and is also elastically deformable. The lens body 2 is roughly cylindrical in this embodiment, and has a forwardly bent, convex front surface 2a. The force transmission section 3 is curved in the backward direction, yielding a plate-like design of the artificial lens 1. The force transmission section 3 has a bead-like edge area 4, which is connected with the lens body 2 via a connecting section 5.

The shape, size and optical properties of the lens body 2 are tailored to the shape, size and optical properties of the natural lens to be replaced in the non-accommodated state.

Two opposing, flat notches 7, 8 can be provided in the edge area to facilitate insertion of the artificial lens 1. Through holes 9 can be provided in the connecting section 5 for the same purpose.

In addition to elastic deformability, the following requirements are placed on the material to be used as the artificial lens: biocompatible, chemically inert, no material changes during contact with tissue, good tolerance without irritation or reaction to foreign

bodies, no carcinogenic or allergic effect, good resistance to mechanical stress while being rolled or folded during implantation.

Materials that exhibit the aforementioned properties include hydrogels and silicones.

The described artificial lens 1 is inserted in the natural phacocyst after the natural lens has been surgically removed, e.g., given a gray cataract, in which case the zonula apparatus and phacocyst are preserved on its front side except for a window. The inserted artificial lens 1 is now intended to fill and relax the phacocyst similarly to the healthy natural lens, so that the zonula fibers have a tonicity resembling the natural tonicity with the ciliary muscle at rest, and the forces acting on the elastically deformable artificial lens, which are triggered by changes in the shape of the phacocyst during accommodation, result in corresponding dimensional changes in the lens body 2. This will now be illustrated based in Fig. 3.

In Fig. 3, the individual parts of the human eye are denoted as follows: cornea 10, sclera 11, iris 12, ciliary body 13, zonula fibers 14, and phacocyst 15. The front side of the phacocyst 15 has a window 16 with a diameter of about 4.5 mm, through which the artificial lens 1 is inserted into the phacocyst 15.

The zonula fibers 14 engage the zonula lamella 17, which are comprised of two thickened zones front and back on the phacocyst 15 near the equator 18. The artificial lens 1 inserted into the phacocyst 15 now rests against the phacocyst 15 with the edge area 4 of the force transmission section 3 in the area of this zonula lamella 17. The shape of the artificial lens 1 illustrated in Fig. 1 and 2 along with its elastic deformability causes the artificial lens 1 to relax the phacocyst 15, as already mentioned, so that its rear wall 15a is approximately flat. This yields a cavity 19 between this rear wall 15a and the lens body 16, which makes it possible to also burn out a window in this rear wall 15a when required without damaging the artificial lens 1.

Because the edge area 4 of the artificial lens 1 engages the phacocyst 15 in the area of the zonula lamella 17 as described, changes in the shape of the phacocyst 15 that arise during accommodation are transferred to the lens body 2, which then correspondingly undergoes a dimensional change, and hence a modification of its optical properties, i.e., refractive power. This process can be easily traced based in Fig. 3, in

which the right half represents the non-accommodated state, and the left half represents the accommodated state.

In the non-accommodated state, the ciliary muscle of the ciliary body 13 is relaxed. The zonula fibers 14 are tensed, as a result of which the plate-like artificial lens 1 flattens. This produces a sharp image of the objects located a greater distance away.

In the accommodated state (left half of Fig. 3), the ciliary muscle is contracted, and the zonula fibers 14 are relaxed. The phacocyst 15 contracts along the equator 18, resulting in a corresponding reduction in diameter of the phacocyst 15. This means that the artificial lens 1 is also compressed, causing a thickening, i.e., more intensive curving, of the lens body 2. This produces a sharper image of the nearby objects.

Claims

1. An artificial lens for use in the phacocyst (15) of a human eye, with an elastically deformable lens body (2) enveloped by an also elastically deformable force transmission section (3), the bead-like edge area (4) of which is designed to engage the phacocyst (15) in the area of its zonula lamella (17), and which conveys the changes in the shape of the phacocyst (15) that arise during accommodation to the lens body (2), thereby correspondingly changing its shape, and hence refractive power.

2. Artificial lens according to Claim 1, characterized in that the lens body (2) and force transmission section (3) are designed as a single piece.

3. Artificial lens according to Claim 1, characterized in that it has a plate-like design, and exhibits a backwardly curved force transmission section (3).

4. Artificial lens according to one of Claims 1-3, characterized in that the optical properties of the lens body (2) are adjusted to those of the natural lens to be replaced in the non-accommodated state.

5. Artificial lens according to one of Claims 1-4, characterized in that two opposing notches (7 and 8) are present in the edge area (4) of the force transmission section (3).

6. Artificial lens according to one of Claims 1-5, characterized in that through holes (9) are provided in the force transmission section (3) between its edge area (4) and the lens body (2).

7. Artificial lens according to one of Claims 1-6, characterized in that it consists of a biocompatible material, e.g., hydrogel or silicone.